

KONFOKALES ENDOMIKROSKOP MIT SICH IM DURCHMESSER VERJÜNGENDEN LICHTLEITFASERN

Die Erfindung betrifft ein konfokales Endomikroskop umfassend eine Lichtquelle, ein ein
proximales und ein distales Ende aufweisendes Lichtleiterbündel und eine Mikrospiegel-
5 Einheit zur Einkopplung des Lichts der Lichtquelle in das proximale Ende des
Lichtleiterbündels.

Ein Endomikroskop der eingangs genannten Art ist zum Beispiel aus der
Veröffentlichung „New Concept for the Development of a Confocal Endomicroscope“
10 von I. Krohne, et al., 36. Jahrestagung der DGBMT, 2002, Band 47, Seite 206 bis 208
bekannt. Die konfokale Mikroskopie basiert auf der Abbildung einer punktförmigen
Lichtquelle durch eine geeignete Optik auf das Messobjekt. Bei einem Endomikroskop
wird das Licht über einen Lichtleiter oder über eine Vielzahl von Lichtleitern eines
Bündels auf das Messobjekt gegeben. Das Licht wird vom Objekt zurück durch den
15 oder die Lichtleiter über einen Strahlteiler auf das Detektorelement reflektiert. Befindet
sich das Messobjekt im Brennpunkt des distalen Endes des Lichtleiters, so wird das
reflektierte Licht in seiner vollständigen Intensität auf den Detektor abgebildet. Dies ist
nicht der Fall, wenn sich das Messobjekt außerhalb des Brennpunktes befindet. In
diesem Fall hält eine Lochblende vor dem Detektorelement einen Teil des reflektierten
20 Lichtes zurück. Die axiale Höheninformation ist daher in einer für die konfokale
Mikroskopie typischen Intensitätsverteilung verschlüsselt. Bei der Verwendung eines
Lichtleiterbündels kann das Messobjekt abgerastert werden, indem das Licht der
Lichtquelle nacheinander in die proximalen Enden der einzelnen Lichtleiter des Bündels
eingekoppelt wird. Dazu ist es notwendig, eine Zuordnung der Position der distalen
25 Enden der einzelnen Lichtleiter zu ihren proximalen Enden zur Verfügung zu haben. Es
ist auch möglich, unter Verwendung von Lichtpunktmustern mehrere Lichtpunkte
gleichzeitig in unterschiedliche Lichtleitfasern einzukoppeln, um die Messzeit zu
verkürzen. Für die gezielte Einkopplung des Lichts in die proximalen Enden der
einzelnen Lichtleitfasern wird eine Mikrospiegel-Einheit verwendet, mit deren Hilfe die
30 einzelnen Fasern für die Rasterung nacheinander beleuchtet werden.

Problematisch ist es, eine hohe Effizienz der Lichteinkopplung in die proximalen Enden
der Lichtleitfasern zu erreichen. So muss weitestgehend sichergestellt werden, dass

BEST AVAILABLE COPY

das für einen bestimmten Lichtleiter vorgesehene Licht nicht in benachbarte Lichtleiter eingekoppelt wird, da hierdurch ansonsten die Auflösung erheblich eingeschränkt würde. Lichtphotonen, die auf das Mantelmaterial der Lichtleiter oder in die Lücken zwischen den Lichtleitern gelangen, verringern ebenfalls die Effizienz, da sie zurückgestreut und dabei möglicherweise den Kontrast erniedrigen oder aber in benachbarte Lichtleiter eingestreut werden.

Das US-Patent 4,938,205 beschreibt ein Endoskop zur Bildgebung aus Bereichen des Körperinneren und zur Behandlung dieser Bereiche durch Bestrahlung mit energiereicher Strahlung. Dazu verfügt es über einen oder mehrere Kanäle, die wiederum einzelne Lichtleiter oder Lichtleiterbündel enthalten können. Es werden mehrere Bauformen mit verschiedenen Anordnungen von optischen Kanälen und dazugehörigen Lichtquellen und/oder Sensoren beschrieben. Eine beispielhafte Bauweise betrifft eine Scanner-Kamera, z. B. mit einem Laser als Lichtquelle, mit der der interessierende Bereich abgerastert wird. Zur Therapie kann alternativ oder zusätzlich ein hochenergetischer Laserstrahl in eine oder mehrere Fasern, je nach gewünschter Anwendung, eingekoppelt werden. Es wird ausgeführt, dass bei üblichen Endoskopen diese hochenergetische Laserstrahlung häufig zur Bestätigung der Fasern am proximalen Ende führt. Problematisch sind dabei nicht die optischen Fasern selbst, da diese die Energie zum größten Teil nur durchleiten, sondern das sie umgebende Halte- und Verkleidungsmaterial, das durch zu große Erwärmung oder Hitzeschock angegriffen wird. Zur Lösung dieses Problems können die optischen Fasern eines optischen Kanals am proximalen Ende aufgeweitet werden, so dass sie z.B. die Form eines gestreckten Kegelstumpfes aufweisen, wobei der Durchmesser der Fasern am proximalen Ende wesentlich größer ist als derjenige am distalen Ende. Dadurch können eine höhere Wärmekapazität und bessere Möglichkeiten zur Kühlung erzielt werden. Zum Verhältnis der Durchmesser der Fasern am proximalen und am distalen Ende werden Werte von 10:1 und 4:1 genannt. An den beiden Enden des Faserbündels sind die Fasern jeweils fixiert, um eine Kohärenz zu gewährleisten. Eine Verwendung derart sich verjüngender Fasern zu anderen Zwecken als für die Einleitung hochenergetischer Strahlung zur Behandlung ist nicht vorgesehen und wird auch nicht angedeutet, insbesondere keine Anwendung zur Bildaufnahme. In den beschriebenen

Ausbildungsformen und Beispielen sind die Photosensoren größtenteils am distalen Ende des Endoskops angebracht.

Methoden für die Herstellung von ein- und zweidimensionalen Arrays optischer Fasern für eine parallele, schnelle Datenübertragung werden in der Dissertation „Parallele optische Verbindungsnetzwerke mit zweidimensionalen Koppellementen“ von Uwe Danzer beschrieben. Es werden unterschiedliche Aufbautechnologien für ein- und zweidimensionale Fasermatrizen vorgestellt, die es ermöglichen, die Enden optischer Fasern mit hoher Genauigkeit in einem definierten Raster anzuordnen. Dabei wird auch ein Zusammenwirken mit Mikrolinsenzeilen oder -feldern dargestellt und eine damit aufgebaute, parallele Punkt-zu-Punkt-Verbindung aus 256 Fasern beschrieben. Die Anwendungsgebiete finden sich vorzugsweise in der Datenübertragung und im Aufbau von Kommunikationsnetzen.

Es ist nun Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein konfokales Endomikroskop der eingangs genannten Art zur Verfügung zu stellen, bei dem die Effizienz der Lichteinstrahlung in die proximalen Enden der einzelnen Lichtleiter gegenüber dem Stand der Technik erheblich erhöht werden kann.

Diese Aufgabe wird mit einem Endomikroskop der eingangs genannten Art dadurch gelöst, dass der Durchmesser der Lichtleitfasern des Lichtleiterbündels am proximalen Ende größer ist als am distalen Ende.

Am distalen Ende des Lichtleiterbündels ist ein möglichst geringer Durchmesser der Lichtleitfasern gewünscht, um eine hohe Auflösung erreichen zu können. Der größere Durchmesser der Lichtleitfasern an ihrem proximalen Ende gewährleistet gleichzeitig die Möglichkeit, eine hinreichende Lichtintensität in die einzelnen Lichtleiter einkoppeln zu können. Störende Nebeneffekte, wie die Beleuchtung der Lichtleitermäntel oder der Lücken zwischen den Lichtleitern, können reduziert oder auch völlig vermieden werden.

Das erfindungsgemäße Endomikroskop kann auch so ausgebildet sein, dass sich die Lichtleitfasern vom proximalen zum distalen Ende im Wesentlichen konisch verjüngen.

Hierdurch ist eine gleichmäßige, monotone Verjüngung gegeben, die die geringsten Störungen für die Lichtleitung erwarten lässt.

Des Weiteren kann es vorteilhaft sein, das erfindungsgemäße Endomikroskop so auszubilden, dass das Verhältnis der Durchmesser der Lichtleitfasern am proximalen Ende zu den Durchmessern der Lichtleitfasern am distalen Ende maximal 3 beträgt.

Das erfindungsgemäße Endomikroskop kann neben einem relativ kurzen Lichtleiterbündel mit sich zum distalen Ende hin verjüngenden Durchmessern der Lichtleitfasern ein weiteres, am proximalen Ende des ersten Lichtleiterbündels anschließendes Lichtleiterbündel mit konstantem Durchmesser aufweisen.

Weiterhin kann das erfindungsgemäße Endomikroskop so ausgebildet sein, dass die Lichtleitfasern am proximalen Ende des Lichtleiterbündels in einem festen Raster angeordnet sind.

Das Festlegen der proximalen Lichtleitfaserenden in einem Raster ist eine wichtige Maßnahme, um die einzelnen Lichtleitfaserenden für die Lichteinkopplung gezielt und genau ansteuern zu können. Dabei ist es sinnvoll, das Raster so zu wählen, dass keine zwei Lichtleitfaserenden unmittelbar aneinander grenzen, um das Einkoppeln in mehrere Fasern gleichzeitig weitgehend vermeiden zu können. Hierfür wären die Lichtleitfasern an ihrem proximalen Ende zu vereinzeln.

Die Anordnung der Lichtleitfaserenden im Raster kann zum Beispiel hexagonal oder quadratisch sein. Gegenüber der quadratischen hat die hexagonale Anordnung den Vorteil einer höheren Packungsdichte im Faserbündel und somit einer besseren Auflösung. Darüber hinaus ist ein hexagonaler Aufbau besonders günstig hinsichtlich der Fertigung des Faserbündels.

Alternativ zu einem zweidimensionalen Raster wäre auch eine lineare Anordnung der Lichtleitfaserenden denkbar. Um eine zweidimensionale Bildinformation übertragen zu können, wären dann mehrere lineare Bündelungen aufeinander zu stapeln. Dies hat gegenüber dem zweidimensionalen Raster den Nachteil einer zusätzlichen Fehlerquelle auf Grund der Stapelung.

Um die Faserenden in ihrer Position zu fixieren, kann es sinnvoll sein, das Endomikroskop so auszubilden, dass zur Anordnung im Raster eine Faseraufnahme-Einheit mit Durchführungen zur Aufnahme der proximalen Faserenden vorgesehen ist.

5

Die Faseraufnahmeeinheit kann mikromechanisch gefertigt werden, was eine sehr hohe Positioniergenauigkeit der einzelnen Fasern relativ zueinander erlaubt. Mit dem Wissen über die exakten Positionen der einzelnen Fasern am proximalen Ende wird die Kalibrierung des Endomikroskops vereinfacht, so dass auch die Verwendung inkohärenter Lichtleiterbündel möglich ist. Mit dem Einsatz inkohärenter Lichtleiterbündel lassen sich die Kosten des Gesamtsystems reduzieren. Für die mikromechanische Fertigung der Faseraufnahmeeinheit kommen zerspanende Verfahren oder auch z. B. Siliziumtechnologie in Betracht, um die gewünschte Positionsgenauigkeit zu erreichen.

15

Schließlich kann das erfindungsgemäße Endomikroskop so ausgebildet sein, dass in Strahlungsrichtung vor dem proximalen Ende des Lichtleiterbündels eine Mikrolinseneinheit derart angeordnet ist, dass durch die einzelnen Mikrolinsen das Licht auf das proximale Ende der beleuchteten Lichtleitfasern fokussiert ist. Auf diese Weise kann die Einkopplungseffizienz weiter verbessert werden. Bei einer hexagonalen Anordnung kann bei gleicher Packungsdichte gegenüber einer quadratischen Anordnung ein größerer linearer Abstand der Mikrolinsen in der Mikrolinseneinheit gewählt werden, wodurch eine entsprechend bessere Adressierbarkeit und damit eine bessere Einkoppeleffizienz erreicht werden kann.

25

Im Folgenden wird eine bevorzugte Ausbildungsform des erfindungsgemäßen Endomikroskops anhand von Figuren erläutert.

Es zeigt schematisch

30

Fig. 1: den Aufbau eines Endomikroskops im Einsatz,

Fig. 2: einen seitlichen Querschnitt durch eine einzelne Lichtleitfaser und

Fig. 3: ausschnittsweise das proximale Ende des Lichtleiterbündels.

Figur 1 zeigt schematisch und stark vereinfacht den Aufbau eines Endomikroskops zur
5 Untersuchung eines Messobjekts 1. Das Licht einer Lichtquelle 2 wird über eine
Quelloptik 3 auf eine Mikrospiegeleinheit 4 gerichtet. Die Mikrospiegeleinheit 4 besteht
aus hunderten von einzelnen Mikrospiegeln, die jeweils einzeln für Kippbewegungen
steuerbar sind. Für die vereinfachte Darstellung sind in Figur 1 lediglich einige der
Mikrospiegel 5 schematisch und stark vergrößert dargestellt. Über eine Spiegeloptik 6
10 und einen Strahlteiler 7 wird das Licht in das proximale Ende 8 eines Lichtleiterbündels
9 eingekoppelt. Eine vergrößerte Darstellung des proximalen Endes 8 des
Lichtleiterbündels 9 ist ausschnittsweise in Figur 3 dargestellt. Demnach sind die
einzelnen Lichtleiter 10 am proximalen Ende 8 vereinzelt und in einem Raster
angeordnet. Zur Fixierung der Enden der Lichtleiter 10 am proximalen Ende 8 ist eine
15 Faseraufnahme-Einheit 11 vorgesehen, die für die einzelnen Lichtleiter 10
Durchführungen 12 aufweist, die an die Durchmesser der Lichtleiter 10 am proximalen
Ende 8 angepasst sind. Die Lichtleiter 10 können in der Faseraufnahme-Einheit 11 zum
Beispiel in einem Hexagonalmuster oder in einem quadratischen Muster angeordnet
sein. Vor dem proximalen Ende 8 der Lichtleiter 10 ist eine Mikrolinseneinheit 13
20 vorgesehen, so dass vor jedem proximalen Ende 8 eines jeden Lichtleiters 10 eine
Mikrolinse 14 angeordnet ist.

Für die Einkopplung des Lichts in das proximale Ende 8 des Lichtleiterbündels 9 gibt es
zwei unterschiedliche Vorgehensweisen: Zum einen kann ein einzelner Lichtstrahl
25 nacheinander in die proximalen Enden 8 der einzelnen Lichtleiter 10 eingekoppelt
werden. Zum anderen ist es möglich, gleichzeitig mehrere Lichtleiterenden mit jeweils
einem Lichtstrahl zu beaufschlagen, um Messzeiten zu verringern.

Am distalen Ende 15 des Lichtleiterbündels 9 tritt das Licht aus und gelangt über eine
30 Auskoppeloptik 16 auf das Messobjekt 1. Von der Oberfläche des Messobjekts 1 oder
auch von Strukturen innerhalb des Messobjekts 1 werden die auftreffenden
Lichtstrahlen zurück in das Lichtleiterbündel reflektiert. Dabei gelangt das reflektierte
Licht im Wesentlichen in denselben Lichtleiter 10, aus dem es zuvor ausgetreten ist.

Das reflektierte Licht gelangt über das Lichtleiterbündel 9, die Mikrolinseneinheit 13, den Strahlteiler 7 und über eine Detektoroptik 17 auf eine Detektoreinheit 18, zum Beispiel eine CCD-Kamera. Jedes Bildelement der Detektoreinheit 18 kann einem proximalen Ende eines bestimmten Lichtleiters 10 zugeordnet werden. Wird ein
5 kohärentes Lichtleiterbündel 9 verwendet, ergibt sich hieraus ohne weiteres auch die Zuordnung jedes Bildelements zu einem distalen Lichtleitfaserende. Bei Verwendung eines inkohärenten Lichtleiterbündels 9 ist zunächst dessen Kalibrierung durchzuführen. Dies geschieht beispielsweise durch die Einkopplung vorgegebener Hell-/Dunkelmuster in das proximale Ende 8 und Auswertung der am distalen Ende 15 festgestellten Hell-
10 /Dunkelverteilung.

Auf Grund der Anordnung der Lichtleiter 10 an ihrem proximalen Ende 8 in einem vorgegebenen Raster sowie auf Grund der Verwendung der Mikrolinsen – Einheit 13 ist bereits eine effiziente Einkopplung des Lichts in die einzelnen Lichtleiter 10 möglich.
15 Diese Effizienz wird ohne Reduktion der Auflösung des Endomikroskops noch weiter dadurch erhöht, dass die Durchmesser der Lichtleiterenden 10 an ihrem proximalen Ende 8 z. B. um etwa den Faktor 2,5 größer sind als an ihrem distalen Ende 15.

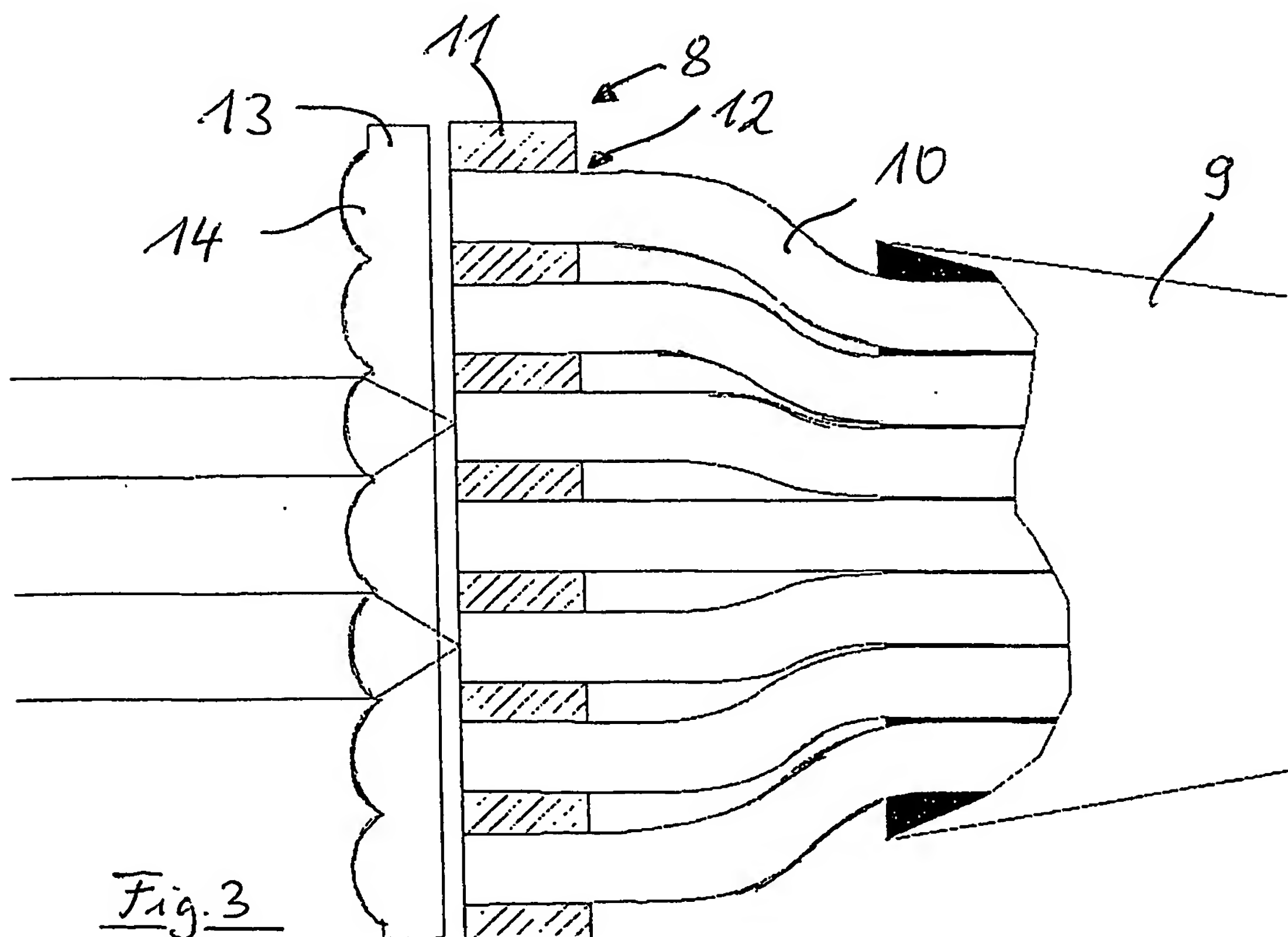
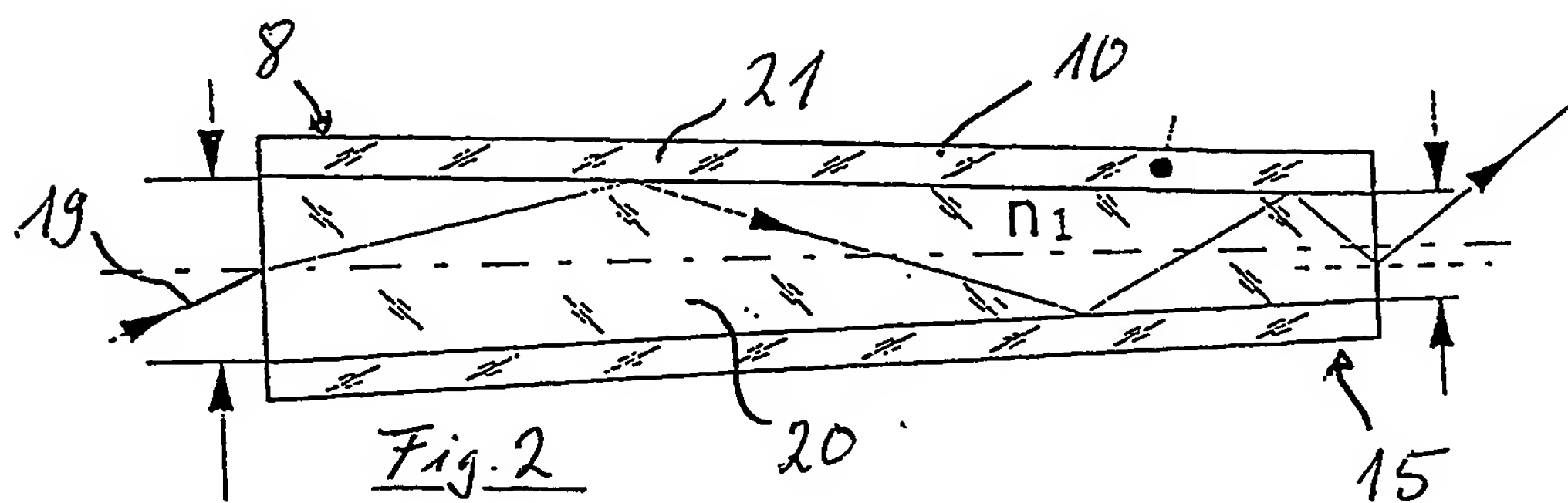
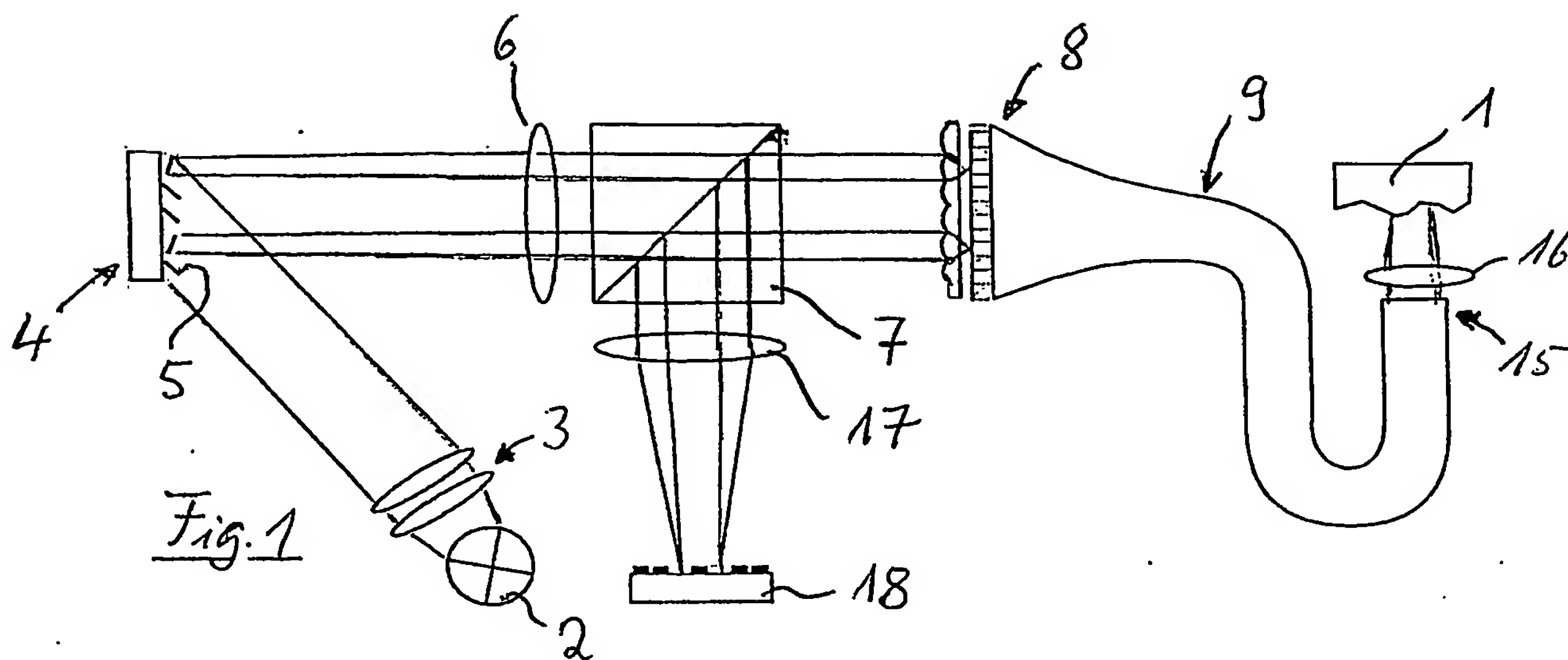
Figur 2 zeigt im Querschnitt in verkürzter Form eine Lichtleitfaser 10, deren
20 Durchmesser sich vom proximalen Ende 8 zum distalen Ende 15 hin monoton konisch verringert. Der Verlauf eines eingekoppelten Lichtstrahls 19 beim Eintritt, innerhalb eines Lichtleiterkerns 20 und bei seinem Austritt am distalen Ende 15 ist dargestellt. Der Lichtstrahl 19 wird innerhalb des Lichtleiters 10 am Lichtleitermantel 21 reflektiert.

Bezugszeichenliste

| | | |
|----|----|-----------------------|
| | 1 | Messobjekt |
| | 2 | Lichtquelle |
| 5 | 3 | Quelloptik |
| | 4 | Mikrospiegel-Einheit |
| | 5 | Mikrospiegel |
| | 6 | Spiegeloptik |
| | 7 | Strahlteiler |
| 10 | 8 | proximales Ende |
| | 9 | Lichtleiterbündel |
| | 10 | Lichtleiter |
| | 11 | Faseraufnahme-Einheit |
| | 12 | Durchführungen |
| 15 | 13 | Mikrolinsen-Einheit |
| | 14 | Mikrolinsen |
| | 15 | distales Ende |
| | 16 | Auskopplung |
| | 17 | Detektoroptik |
| 20 | 18 | Detektoreinheit |
| | 19 | Lichtstrahl |
| | 20 | Lichtleiterkern |
| | 21 | Lichtleitermantel |

Patentansprüche

1. Konfokales Endomikroskop umfassend eine Lichtquelle (2), ein ein proximales (8) und ein distales Ende (15) aufweisendes Lichtleiterbündel (9) und eine
5 Mikroskop-Einheit (4) zur Einkopplung des Lichts der Lichtquelle (2) in das proximale Ende (8) des Lichtleiterbündels (9),
dadurch gekennzeichnet,
dass der Durchmesser der Lichtleitfasern (10) des Lichtleiterbündels (9) am proximalen Ende (8) größer ist als am distalen Ende (15).
- 10 2. Endomikroskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Lichtleitfasern (10) vom proximalen (8) zum distalen Ende (15) im Wesentlichen konisch verjüngen.
- 15 3. Endomikroskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis der Durchmesser der Lichtleitfasern (10) am proximalen Ende (8) zu den Durchmessern der Lichtleitfasern (10) am distalen Ende (15) maximal 3 beträgt.
- 20 4. Endomikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtleitfasern (10) am proximalen Ende (8) des Lichtleiterbündels (9) in einem festen Raster angeordnet sind.
- 25 5. Endomikroskop nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass zur Anordnung im Raster eine Faseraufnahme-Einheit (11) mit Durchführungen zur Aufnahme der proximalen Faserenden vorgesehen ist.
- 30 6. Endomikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass in Strahlungsrichtung vor dem proximalen Ende (8) des Lichtleiterbündels (9) eine Mikrolinsen-Einheit (13) derart angeordnet ist, dass durch die einzelnen Mikrolinsen (14) das Licht auf das proximale Ende (8) der beleuchteten Lichtleitfasern (10) fokussiert ist.



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE2004/002035

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G02B23/24 A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G02B A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|------------|---|-----------------------|
| Y | US 4 938 205 A (NUDELMAN SOL) 3 July 1990 (1990-07-03) cited in the application column 11, line 3 - line 15; figure 6 ----- | 1-6 |
| Y | LANE P ET AL: "DMD-enabled confocal microendoscopy" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, vol. 4251, 2001, pages 192-198, XP002314145 ISSN: 0277-786X paragraphs '0002!, '0003! ----- -/-- | 1-3,6 |

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- *&* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 January 2005

Date of mailing of the international search report

01/02/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Rödig, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE2004/002035

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|------------|---|-----------------------|
| P, Y | KROHNE I ET AL: "New method for confocal microscopy and its endoscopic application" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, vol. 5143, no. 1, 2003, pages 281-288, XP001204781 ISSN: 0277-786X figure 5 | 1 |
| Y | ----- US 3 853 658 A (NEY R) 10 December 1974 (1974-12-10) figure 1 ----- | 4, 5 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2004/002035

| Patent document cited in search report | | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---|---------------------|----------------------------|---------------------|
| US 4938205 | A | 03-07-1990 | CA 1316252 C | 13-04-1993 |
| | | | EP 0416025 A1 | 13-03-1991 |
| | | | JP 4500321 T | 23-01-1992 |
| | | | WO 8911252 A1 | 30-11-1989 |
| | | | US 5109276 A | 28-04-1992 |
| | | | US 5200838 A | 06-04-1993 |
| | | | US 5172685 A | 22-12-1992 |
| | | | US 5200819 A | 06-04-1993 |
| <hr/> | | | | |
| US 3853658 | A | 10-12-1974 | NONE | |
| <hr/> | | | | |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002035

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 G02B23/24 A61B1/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 G02B A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Betr. Anspruch Nr. |
|------------|--|--------------------|
| Y | US 4 938 205 A (NUDELMAN SOL) 3. Juli 1990 (1990-07-03) in der Anmeldung erwähnt Spalte 11, Zeile 3 - Zeile 15; Abbildung 6 ----- | 1-6 |
| Y | LANE P ET AL: "DMD-enabled confocal microendoscopy" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, Bd. 4251, 2001, Seiten 192-198, XP002314145 ISSN: 0277-786X Absätze '0002!, '0003! ----- -/-- | 1-3,6 |



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahellegend ist

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

19. Januar 2005

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

01/02/2005

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Rödig, C

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE2004/002035

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

| Kategorie° | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Beitr. Anspruch Nr. |
|------------|--|---------------------|
| P,Y | KROHNE I ET AL: "New method for confocal microscopy and its endoscopic application" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, Bd. 5143, Nr. 1, 2003, Seiten 281-288, XP001204781 ISSN: 0277-786X Abbildung 5 | 1 |
| Y | US 3 853 658 A (NEY R) 10. Dezember 1974 (1974-12-10) Abbildung 1 | 4,5 |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2004/002035

| Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument | Datum der Veröffentlichung | Mitglied(er) der Patentfamilie | Datum der Veröffentlichung |
|--|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| US 4938205 | A | 03-07-1990 | CA 1316252 C 13-04-1993 |
| | | EP 0416025 A1 13-03-1991 | |
| | | JP 4500321 T 23-01-1992 | |
| | | WO 8911252 A1 30-11-1989 | |
| | | US 5109276 A 28-04-1992 | |
| | | US 5200838 A 06-04-1993 | |
| | | US 5172685 A 22-12-1992 | |
| | | US 5200819 A 06-04-1993 | |
| US 3853658 | A | 10-12-1974 | KEINE |

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☒ FADED TEXT OR DRAWING

☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.